



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ Off nlegungsschrift
⑩ DE 100 48 354 A 1

⑤1 Int. Cl.7:
H 04 R 25/00
H 04 Q 9/00

⑳ Aktenzeichen: 100 48 354.2
㉔ Anmeldetag: 29. 9. 2000
㉕ Offenlegungstag: 8. 5. 2002

DE 100 48 354 A 1

㉔1 Anmelder:
Siemens Audiologische Technik GmbH, 91058
Erlangen, DE

㉔4 Vertreter:
Zedlitz, P., Dipl.-Inf.Univ., Pat.-Anw., 80331
München

㉔2 Erfinder:
Niederdränk, Torsten, 91056 Erlangen, DE

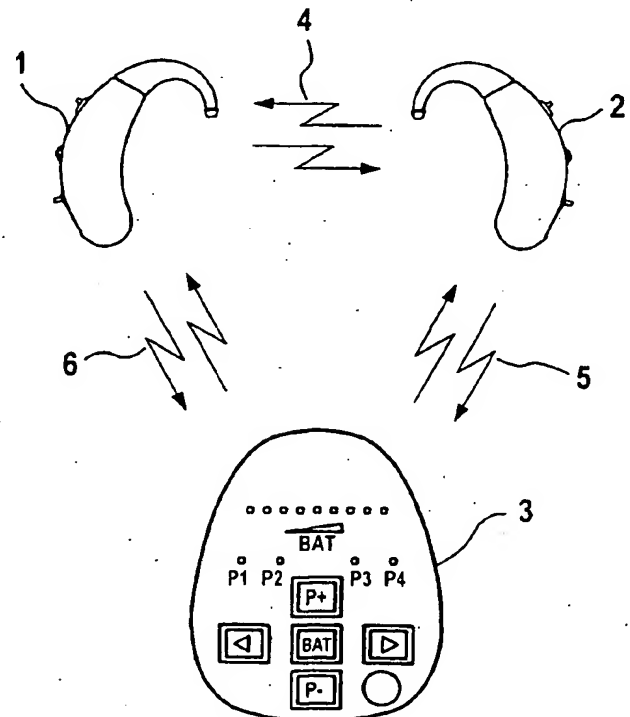
⑤6 Entgegenhaltungen:
US 57 57 932 A
US 56 04 812 A
EP 09 41 014 A2
WO 00 00 001 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems sowie Hörgerätesystem

⑤7 Bei einem Hörgerätesystem (1, 2, 3) mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten (1, 2) werden in den Hörhilfegeräten (1, 2) Schallfeld-Kennwerte generiert und zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheiten an unterschiedliche Hörsituationen zwischen den Hörhilfegeräten (1, 2) übertragen. Beide Hörhilfegeräte (1, 2) werden somit stets in demselben Hörprogramm betrieben.



DE 100 48 354 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems sowie ein Hörgerätesystem mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten, zwischen denen ein Signalpfad vorgesehen ist, und mit wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit, die an verschiedene Hörsituationen anpassbar ist.

[0002] In vielen Fällen betrifft eine Schwerhörigkeit beide Ohren, der Hörgeschädigte sollte beidohrig (binaural) mit Hörgeräten versorgt werden. Moderne Hörgeräte verfügen dabei über Signalverarbeitungsalgorithmen, die abhängig von der Hörsituation die Parameter der Hörgeräte automatisch variieren. Diese Veränderungen betreffen einerseits den Übergang zwischen Mikrofonmodi (Omni- bzw. verschiedene Richtmikrofonmodi), andererseits kann die Wirkung verschiedener Blöcke der Signalverarbeitung an die Hörsituation angepasst werden. Bei der binauralen Versorgung wird die Hörsituation an beiden Ohren bewertet. Durch ein an beiden Ohren leicht unterschiedliches Schallfeld kann die Bewertung allerdings leicht zu differierenden Aussagen führen. Beispielsweise im Innenraum eines PKW können sich die an beiden Ohren gemessenen Schallpegel deutlich unterscheiden, auch eine Aussage über die räumliche Anordnung der Störschallquellen ist hier sehr schwankend. Bei einer getrennten Bewertung sind also unterschiedliche Einstellungen der Hörgeräte nur schwierig zu umgehen.

[0003] Aus der US 5,604,812 ist ein Hörhilfegerät bekannt, das zur automatischen Umstellung zwischen verschiedenen Hörprogrammen eine Signalanalyseeinheit aufweist, welche die aktuelle Hörsituation erkennt und ein geeignetes Hörprogramm auswählt. Nachteilig dabei ist, dass die automatische Erkennung der Hörsituation bei zwei Hörhilfegeräten eines Hörgerätesystems zu unterschiedlichen Ergebnissen und somit zum Betrieb der Hörhilfegeräte in unterschiedlichen Hörprogrammen führen kann.

[0004] Aus der WO 00/00001 ist ein Verfahren zum Betrieb binauraler Hörgeräte bekannt, von denen jedes in Situ in mindestens zwei Übertragungsmodi von Mikrofon- zu Ausgangswandler-Anordnung (Hörprogramme) umschaltbar ist. Die jeweils aktiven Hörprogramme der Hörgeräte werden manuell oder automatisch über eine drahtlose Verbindung zwischen den Hörgeräten auf vorgegebene oder vorgebbare Programm-Paarungen synchronisiert. Nachteilig bei dem bekannten Verfahren ist, dass die augenblickliche Hörsituation häufig nicht richtig erkannt wird und eines der Hörgeräte oder beide Hörgeräte in einem falschen Hörprogramm betrieben werden.

[0005] Aus der US 5,757,932 ist ein Hörgerätesystem mit wenigstens zwei Hörgeräten zur binauralen Versorgung eines Hörgeräteträgers bekannt, bei dem zwischen den beiden Hörgeräten eine Übertragung akustischer Signale vorgesehen ist. Nachteilig bei dem bekannten Hörgerätesystem ist die hohe Datenmenge, die zwischen den beiden Hörgeräten übertragen wird.

[0006] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems sowie ein Hörgerätesystem zu schaffen, durch welche die automatische Anpassung von Hörhilfegeräten an unterschiedliche Hörsituationen verbessert wird.

[0007] Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Der das Hörgerätesystem betreffende Teil der Aufgabe wird gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 3. Vorteilhafte Weiterbildungen des Verfahrens und des Hörgerätesystems sind in den Unteransprüchen angegeben.

[0008] Bei einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung

kann es sich um ein hinter dem Ohr tragbares Hörgerät (HdO), ein in dem Ohr tragbares Hörgerät (IdO), ein ganz oder teilweise implantierbares Hörgerät, eine am Körper tragbare Hörhilfe, ein Taschengerät, eine in der näheren Umgebung eines Hörgerätes befindliche und mit diesem zusammenwirkende "externe Prozessoreinheit" usw. handeln.

[0009] Das Hörgerätesystem gemäß der Erfindung umfasst wenigstens zwei Hörhilfegeräte, zwischen denen zur Datenübertragung ein Signalpfad vorgesehen ist, und wenigstens eine Signalverarbeitungseinheit, die an verschiedene Hörsituationen anpassbar ist. Ein derartiges System kann sich beispielsweise aus einem hinter dem Ohr tragbaren Hörgerät mit einem Mikrofon zur Signalaufnahme, einer Signalverarbeitungseinheit und einem Hörer zur Versorgung eines Ohrs eines Hörgeschädigten und einem am Körper getragenen Zusatzgerät, einer "externen Prozessoreinheit", mit einem Mikrofon zur Signalaufnahme zusammensetzen. In der Regel wird ein solches System jedoch zwei am Kopf tragbare Hörgeräte mit je einem Mikrofon zur Signalaufnahme, eine Signalanalyseeinheit zum Generieren von Schallfeld-Kennwerten, eine Signalverarbeitungseinheit zur Verarbeitung des Eingangssignals in Anpassung an den Hörverlust des Hörgeräteträgers, eine Steuer- und Auswerteeinheit zur Bestimmung von Parametern der Signalverarbeitungseinheit auf Basis der Schallfeld-Kennwerte und einen Hörer zur Signalabgabe aufweisen.

[0010] Zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit an unterschiedliche Hörsituationen werden in den Hörhilfegeräten durch Auswertung der Mikrofonsignale Schallfeld-Kennwerte erzeugt und in mindestens einem der Hörhilfegeräte zusammengeführt. In diesem liegen dann alle im System vorhandenen Daten zur Bewertung des Schallfeldes vor, so dass eine optimierte Anpassung der Signalverarbeitungseinheit an das Schallfeld ermöglicht wird. Im Unterschied zum Stand der Technik ist es hierfür nicht erforderlich, Audiosignale oder verarbeitete Audiosignale zu übertragen, was ein erheblich höheres Datenvolumen bedeuten würde und insbesondere bei einer drahtlosen Verbindung zwischen den Hörhilfegeräten durch den damit verbundenen Energiebedarf und die begrenzte Kapazität üblicher Hörgeräte-Spannungsquellen nahezu unmöglich wäre.

[0011] Zusätzlich zum Erkennen der Hörsituation können die in einem Hörhilfegerät zusammengeführten Daten vorteilhaft auch zur Feedbackerkennung dienen. Erkanntes Feedback lässt sich sodann durch zweckmäßige Anpassung der Signalverarbeitung des betroffenen Hörhilfegerätes beseitigen.

[0012] Umfasst das Hörgerätesystem gemäß der Erfindung zwei Hörgeräte zur binauralen Versorgung, so werden vorzugsweise in beiden Hörgeräten Schallfeld-Kennwerte generiert und auf das jeweils andere Hörgerät übertragen. In beiden Hörgeräten liegt dann die gleiche, optimierte Datenbasis zur Bewertung des Schallfeldes vor, so dass ihre Signalverarbeitungseinheiten gleichermaßen an das Schallfeld angepasst und im gleichen Hörprogramm betrieben werden können. Herrschen an beiden Hörgeräten leicht unterschiedliche akustische Verhältnisse, was beispielsweise durch die Abschattung des Kopfes oder im Inneren eines PKW entstehen kann, bewirkt die in beiden Hörgeräten vorhandene Steuer- und Auswerteeinheit auf Basis der jeweils vorliegenden binauralen Information die Einstellung von Parametern der Signalverarbeitungseinheit zur Anpassung an die Hörsituation. Ferner ermöglicht es die Zusammenführung von Schallfeld-Kennwerten, zusätzliche Informationen über die Schallfeldgeometrie zu gewinnen.

[0013] Es ist jedoch auch möglich, dass in nur einem der Hörhilfegeräte die Schallfeld-Kennwerte zusammengeführt werden zum Bestimmen der Hörsituation und von diesem

ein Signal zur Kennzeichnung der Hörsituation auf weitere Hörhilfegeräte des Hörerätesystems rückübertragen wird. So könnten bei einem Hörerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren Hörgeräten und einer externen Prozessoreinheit, die wenigstens ein Mikrofon umfasst, in den Hörgeräten Schallfeld-Kennwerte generiert und auf die externe Prozessoreinheit übertragen werden, die analog zu den Hörgeräten ihrerseits Schallfeld-Kennwerte generiert. Liegt die externe Prozessoreinheit in der näheren Umgebung der Hörgeräte, enthält man so zusätzliche Informationen über das Schallfeld. Die Informationen der externen Prozessoreinheit können für den Fall des Abstimmungsbedarfs zwischen den in den Hörgeräten gewonnenen Ergebnissen für eine Entscheidung herangezogen werden, oder die externe Prozessoreinheit gibt als "Master" manuell oder automatisch ausgelöst die gültigen Schallfeld-Kennwerte für das System bzw. das Hörprogramm vor.

[0014] Gemäß einer Variante der Erfindung ist die externe Prozessoreinheit als Fernbedienung für das Hörerätesystem ausgebildet. So sind neben den o. g. Funktionen auch Funktionen zur komfortablen Bedienung des Hörerätesystems in einem einzigen Gerät vereint.

[0015] Zu den Schallfeld-Kennwerten, die zwischen wenigstens zwei Hörhilfegeräten eines Hörerätesystems gemäß der Erfindung übertragen werden und auf deren Basis die Bestimmung von Parametern wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit des Hörerätesystems erfolgt, zählen insbesondere Kennwerte bezüglich:

- der Signalpegel,
- der Frequenzspektren,
- der Modulationsfrequenzen,
- der Modulationstiefen,
- der Rauschanteile sowie
- räumliche Kennwerte akustischer Signale des Schallfeldes.

[0016] Die räumlichen Kennwerte des Schallfeldes können ihrerseits in Kohärenz, Einfallsrichtungen von Störsignalen, Einfallsrichtung des Nutzsignals usw. unterteilt werden.

[0017] Zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit eines Hörhilfegerätes sieht eine Variante der Erfindung vor, in periodischen Zeitabständen Schallfeld-Kennwerte zu generieren und zwischen Hörhilfegeräten des betreffenden Hörerätesystems zu übertragen. Dadurch lässt sich erreichen, dass Hörhilfegeräte des Hörerätesystems allenfalls für kurze Zeit in unterschiedlichen Hörprogrammen arbeiten.

[0018] Eine andere Variante sieht vor, dass wenn ein Hörhilfegerät eines Hörerätesystems gemäß der Erfindung eine relevante Änderung von Schallfeld-Kennwerten registriert, ein Abgleich zwischen den Hörhilfegeräten des Hörerätesystems erfolgt.

[0019] Im einfachsten Fall erfolgt die Anpassung von Hörhilfegeräten des Hörerätesystems jedoch durch manuelle Betätigung eines Bedienelementes des Hörerätesystems durch den Höreräteträger. Dabei kann das hierfür vorgesehene Bedienelement auch auf einer Fernbedienung angeordnet sein.

[0020] Weitere Einzelheiten der Erfindung werden nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels erläutert. Darin zeigen:

[0021] Fig. 1 ein Hörerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren Hörgeräten und einer externen Prozessoreinheit,

[0022] Fig. 2 schematisch den Aufbau eines Hörhilfegerätes gemäß der Erfindung und

[0023] Fig. 3 schematisch den Aufbau der externen Prozessoreinheit.

[0024] Fig. 1 zeigt als Ausführungsbeispiel den Aufbau eines binauralen Hörerätesystems 1, 2, 3 mit zwei Hörgeräten 1 und 2 und einer externen Prozessoreinheit 3. Zwischen den beiden Hörgeräten und zwischen je einem Hörgerät und der externen Prozessoreinheit bestehen Signalfade 4, 5 und 6, die im Ausführungsbeispiel bidirektional und drahtlos ausgeführt sind. Somit können innerhalb des Hörerätesystems 1, 2, 3 Daten zwischen den Hörgeräten sowie zwischen je einem Hörgerät und der externen Prozessoreinheit ausgetauscht werden.

[0025] In Fig. 2 ist schematisch der interne Aufbau eines Hörgerätes 1 des Hörerätesystems 1, 2, 3 gemäß Fig. 1 veranschaulicht. Das Hörgerät 1 umfasst ein direktionales Mikrofon 10 mit veränderbarer Richtcharakteristik zum Aufnehmen eines akustischen Eingangssignals. Dieses ist einer Signalverarbeitungseinheit 11 zugeführt, in der eine Aufbereitung des Eingangssignals zur Anpassung an den Hörverlust eines Höreräteträgers erfolgt. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 11 ist einem Endverstärker 12 und schließlich einem Hörer 13 zur Signalausgabe zugeführt.

[0026] Ferner umfasst das dargestellte Hörgerät 1 eine Signalanalyseeinheit 14, in der aus dem Eingangssignal Kennparameter des Schallfeldes, in dem sich das Hörgerät 1 befindet, ermittelt werden. Diese Schallfeld-Kennwerte kennzeichnen Signalpegel, Frequenzspektren, Modulationsfrequenzen, Modulationstiefen, Rauschanteile, räumliche Kennwerte usw. akustischer Signale des Schallfeldes. Die räumlichen Kennwerte des Schallfeldes, können ihrerseits die Kohärenz, Einfallsrichtungen von Störsignalen, die Einfallsrichtung des Nutzsignals usw. umfassen. Die so ermittelten Schallfeld-Kennwerte werden in einem Speicherbereich 15A eines Speichers 15 des Hörgerätes 1 abgelegt.

[0027] Zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörgerät 1 und dem weiteren Hörgerät 2 sowie der externen Prozessoreinheit 3 weist das Hörgerät 1 die Sende- und Empfangseinheit 16 auf. Über diese und den Signalfad 18 werden die im Hörgerät 1 ermittelten Schallfeld-Kennwerte auf das Hörgerät 2 und die externe Prozessoreinheit 3 übertragen. Mittels der Sende- und Empfangseinheit 16 empfängt das Hörgerät seinerseits über den Signalfad 18 die in dem zweiten Hörgerät 2 und der externen Prozessoreinheit 3 in analoger Weise ermittelten Schallfeld-Kennwerte. Diese werden im Ausführungsbeispiel in den Speicherbereichen 15B und 15C des Speichers 15 abgelegt. Alle drei Speicherbereiche 15A, 15B, 15C sind der Steuer- und Auswerteeinheit 17 zugeführt, die aus den Schallfeld-Kennwerten Parameter zur Steuerung der Signalverarbeitungseinheit 11 in Anpassung an das Schallfeld bestimmt.

[0028] Zur Beurteilung des Schallfeldes und damit der Hörsituation liegen in dem Hörgerät 1 also sowohl die lokale Schallfeldinformation als auch die Information über das Schallfeld an den übrigen Auswerteorten vor. Auf diese Weise verfügt das Hörgerät 1 über eine umfassende Schallfeldinformation, die zur Steuerung der Übertragungsparameter der Signalverarbeitungseinheit 11 herangezogen wird. Wie bei herkömmlichen Hörgeräten kann diese Steuerung aber auch nur auf der Betrachtung der lokalen Schallfeld-Kennwerte beruhen. Vorteilhaft greift die Steuer- und Auswerteeinheit 17 allerdings auf mindestens die Schallfeld-Kennwerte beider Hörgeräte 1 und 2, besser noch auf die Schallfeld-Kennwerte an allen drei Auswerteorten zurück und variiert entsprechend die Parameter der Signalverarbeitungseinheit 11. Einzelne Hörgerätefunktionalitäten, für die bei binauraler Versorgung eine abgestimmte Wirkung beider Hörgeräte 1 und 2 notwendig ist, werden so synchronisiert. Mit Hilfe zweckmäßiger Algorithmen können auch bei unterschiedlichen Kennwerten zum Schallfeld passende Para-

meter ermittelt werden. Ferner erlauben die an verschiedenen Auswertorten bestimmten Schallfeld-Kennwerte Aussagen bezüglich des Schallfeldes, beispielsweise über die Schallfeldgeometrie, die bei der Bestimmung von Kennwerten an nur einem Auswertort gar nicht möglich wären.

[0029] Da innerhalb des Hörgerätesystems 1, 2, 3 lediglich Schallfeld-Kennwerte und nicht die an den einzelnen Orten aufgenommenen akustischen Signale übertragen werden, hält sich das zu übermittelnde Datenvolumen in Grenzen. Trotzdem ist eine sehr genaue Beurteilung des Schallfeldes sowie eine Synchronisation der Hörgeräte und deren Anpassung an das Schallfeld möglich.

[0030] Fig. 3 zeigt den internen Aufbau der externen Proessoreinheit 3 in Form einer Fernbedienung gemäß Fig. 1. Auch diese weist ein Mikrofon 20 zur Signalaufnahme und eine Signalanalyseeinheit 21 zum Generieren von Schallfeld-Kennwerten auf, die in einem Betriebsmodus des Hörgerätesystems 1, 2, 3 über die Sende- und Empfangseinheit 23 und den Signalpfad 25 an die beiden Hörgeräte 1 und 2 im Hörgerätesystem weitergeleitet werden. In den beiden Hörgeräten 1 und 2 liegen somit jeweils die Schallfeld-Kennwerte vom Ort des Hörgerätes, vom Ort des jeweils anderen Hörgerätes sowie vom Ort der externen Proessoreinheit 3 vor. Dadurch werden eine umfassende Schallfeld-Analyse und, da die Schallfeld-Kennwerte in beiden Hörgeräten 1 und 2 gleichermaßen vorhanden sind, die Synchronisation der beiden Hörgeräte ermöglicht.

[0031] Für einen anderen Betriebsmodus des Hörgerätesystems 1, 2, 3 ist vorgesehen, dass die Schallfeld-Kennwerte aller drei Hörhilfegeräte auch in der externen Proessoreinheit 3 zusammenlaufen. Hierfür ist diese mit einem Speicher 22, der in die Speicherbereiche 22A, 22B, 22C unterteilt ist, ausgestattet. Weil in der externen Proessoreinheit 3 im Vergleich zu den Hörgeräten 1 und 2 mehr Platz für die Steuer- und Auswerteeinheit 24 zur Verfügung steht, ist diese entsprechend komplex ausgebildet, verfügt über eine höherer Prozessorleistung und ermöglicht daher eine umfangreichere Analyse der Schallfeld-Kennwerte zur Bestimmung der Hörsituation. Ist diese ermittelt, so wird in besagtem Betriebsmodus des Hörgerätesystems anstatt der Schallfeld-Kennwerte vom Ort der externen Proessoreinheit 3 direkt ein Signal zur Kennzeichnung der Hörsituation von der Steuer- und Auswerteeinheit 24 über die Sende- und Empfangseinheit 23, den Signalpfad 25 (der sich aus den Signalpfaden 5 und 6 gemäß Fig. 1 zusammensetzt) und die Sende- und Empfangseinheit 16 zu der Steuer- und Auswerteeinheit 17 der Hörgeräte 1 und 2 übermittelt, zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit 11 an diese Hörsituation.

[0032] Die gezeigten Komponenten der Hörgeräte bzw. der externen Proessoreinheit können in analoger oder digitaler Schaltungstechnik ausgeführt sein. Ferner umfassen insbesondere die Signalanalyseeinheiten 14 und 21 sowie die Steuer- und Auswerteeinheiten 17 und 24 neuronale Strukturen und Fuzzy-Logik zur optimierten Bestimmung von Schallfeld-Kennwerten, der Hörsituation und Parametern der Signalverarbeitungseinheit 11.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems (1, 2, 3) mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten (1, 2, 3), zwischen denen ein Signalpfad (4, 5, 6, 18, 25) vorgesehen ist, und mit wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit, die an verschiedene Hörsituationen anpassbar ist, wobei in einem ersten Hörhilfegerät (1) und einem zweiten Hörhilfegerät (2) Schallfeld-Kennwerte eines Schallfeldes generiert werden und wobei Schall-

feld-Kennwerte von dem ersten Hörhilfegerät (1) auf das zweite Hörhilfegerät (2) übertragen werden zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit des zweiten Hörhilfegerätes (2) an das Schallfeld auf Basis der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) generierten Schallfeld-Kennwerte.

2. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach Anspruch 1, wobei Schallfeld-Kennwerte von dem zweiten Hörhilfegerät (2) auf das erste Hörhilfegerät (1) übertragen werden zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit (11) des ersten Hörhilfegerätes (1) an das Schallfeld mittels der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) generierten Schallfeld-Kennwerte.

3. Hörgerätesystem (1, 2, 3) mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten (1, 2, 3), zwischen denen ein Signalpfad (4, 5, 6, 18, 25) vorgesehen ist, mit wenigstens zwei Signalanalyseeinheiten (14, 21) und mit wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit (11), wobei in der Signalanalyseeinheit (14) eines ersten Hörhilfegerätes (1) und der Signalanalyseeinheit eines zweiten Hörhilfegerätes (2) Schallfeld-Kennwerte bestimmbar sind und wobei die Schallfeld-Kennwerte des ersten Hörhilfegerätes (1) auf das zweite Hörhilfegerät (2) über den Signalpfad (4) übertragbar sind zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit des zweiten Hörhilfegerätes (2) an das Schallfeld mittels der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) generierten Schallfeld-Kennwerte.

4. Hörgerätesystem nach Anspruch 3, wobei das erste Hörhilfegerät (1) wenigstens eine Sendeinheit und das zweite Hörhilfegerät (2) wenigstens eine Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten (1, 2) umfasst.

5. Hörgerätesystem nach Anspruch 3 oder 4, wobei die Schallfeld-Kennwerte des zweiten Hörhilfegerätes (2) auf das erste Hörhilfegerät (1) über den Signalpfad (4) übertragbar sind zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit (11) des ersten Hörhilfegerätes (1) an das Schallfeld mittels der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) generierten Schallfeld-Kennwerte.

6. Hörgerätesystem nach Anspruch 3 oder 4, wobei wenigstens eines der Hörhilfegeräte als externe Proessoreinheit (3) und wenigstens eines der Hörhilfegeräte als am Kopf tragbares Hörgerät (1, 2) ausgebildet ist.

7. Hörgerätesystem nach Anspruch 6, wobei mehrere am Kopf tragbare Hörgeräte (1, 2) vorgesehen sind und eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten zwischen den Hörgeräten (1, 2) und der externen Proessoreinheit (3) erfolgt.

8. Hörgerätesystem nach Anspruch 6 oder 7, wobei die externe Proessoreinheit (3) als Fernbedienung für wenigstens ein Hörgerät (1, 2) ausgebildet ist.

9. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Schallfeld-Kennwerte Signalpegel akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.

10. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei die Schallfeld-Kennwerte Frequenzspektren akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.

11. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei die Schallfeld-Kennwerte Modulationsfrequenzen akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.

12. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei die Schallfeld-Kennwerte Modulationstiefen akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.

13. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 12, wobei die Schallfeld-Kennwerte Rauschanteile akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.

14. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis

13, wobei die Schallfeld-Kennwerte räumliche Schallfeld-Kennwerte umfassen.

15. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis

14, wobei eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten zwischen Hörhilfegeräten (1, 2, 3) des Hörgerätesystems (1, 2, 3) in periodischen Zeitabständen erfolgt. 5

16. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis

15, wobei eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten vor der Änderung von Parametern der Signalverarbeitungseinheit (11) wenigstens eines der Hörhilfegeräte (1, 2, 3) des Hörgerätesystems (1, 2, 3) erfolgt. 10

17. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis

16, wobei eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten zwischen Hörhilfegeräten (1, 2, 3) des Hörgerätesystems (1, 2, 3) nach der Betätigung eines Bedienelementes des Hörgerätesystems (1, 2, 3) erfolgt. 15

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

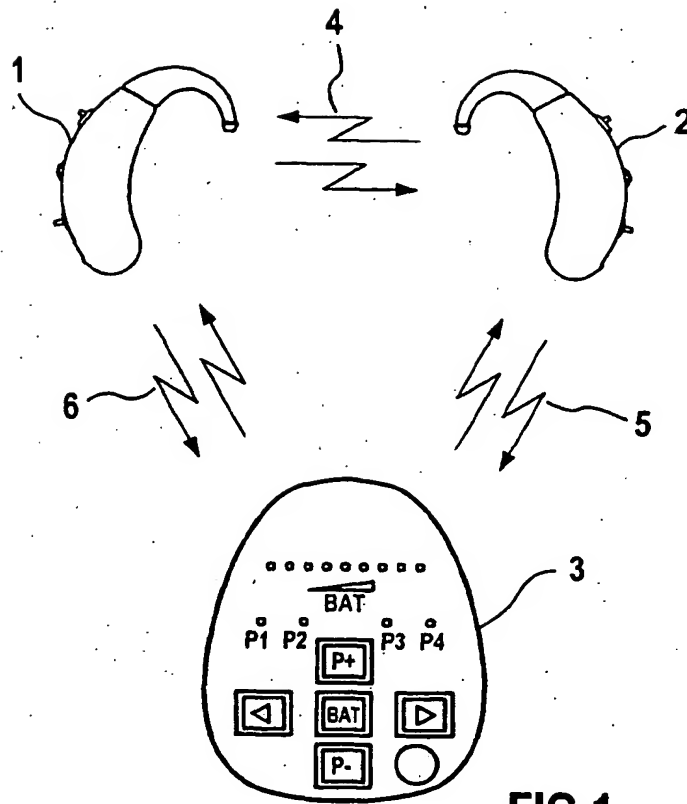


FIG 1

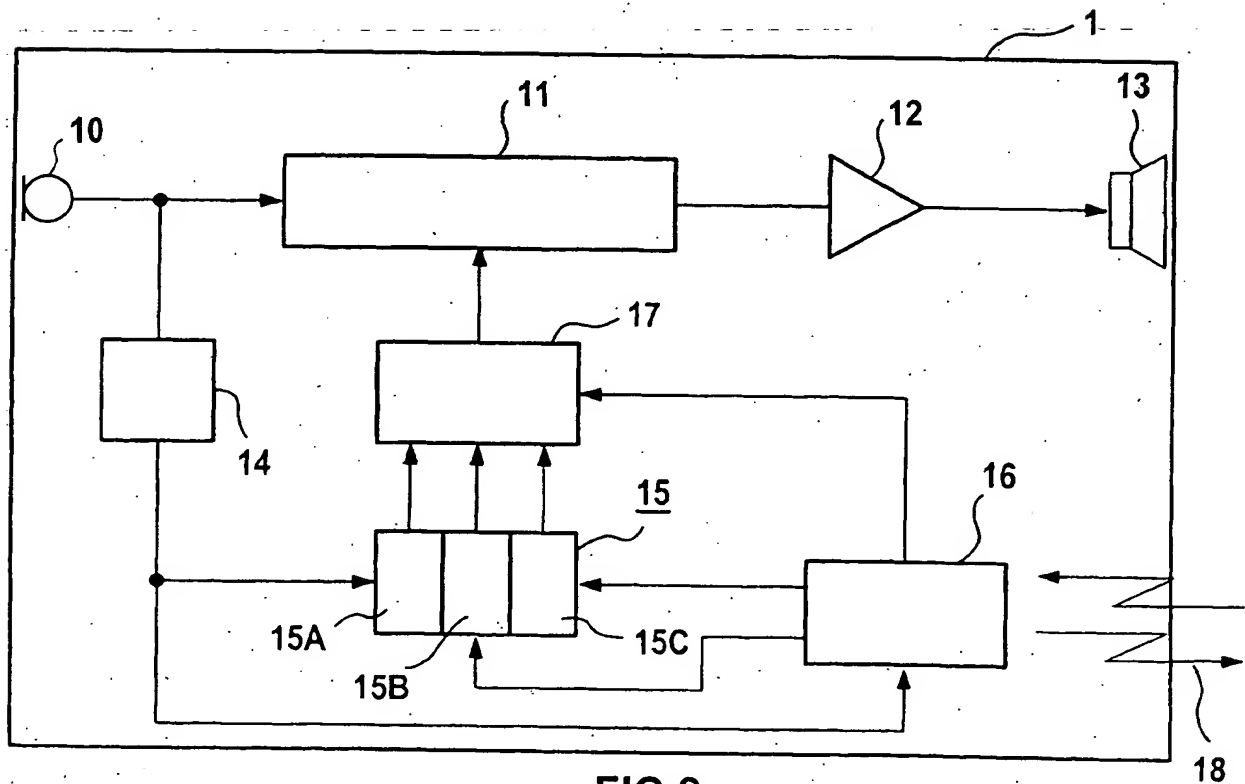


FIG 2

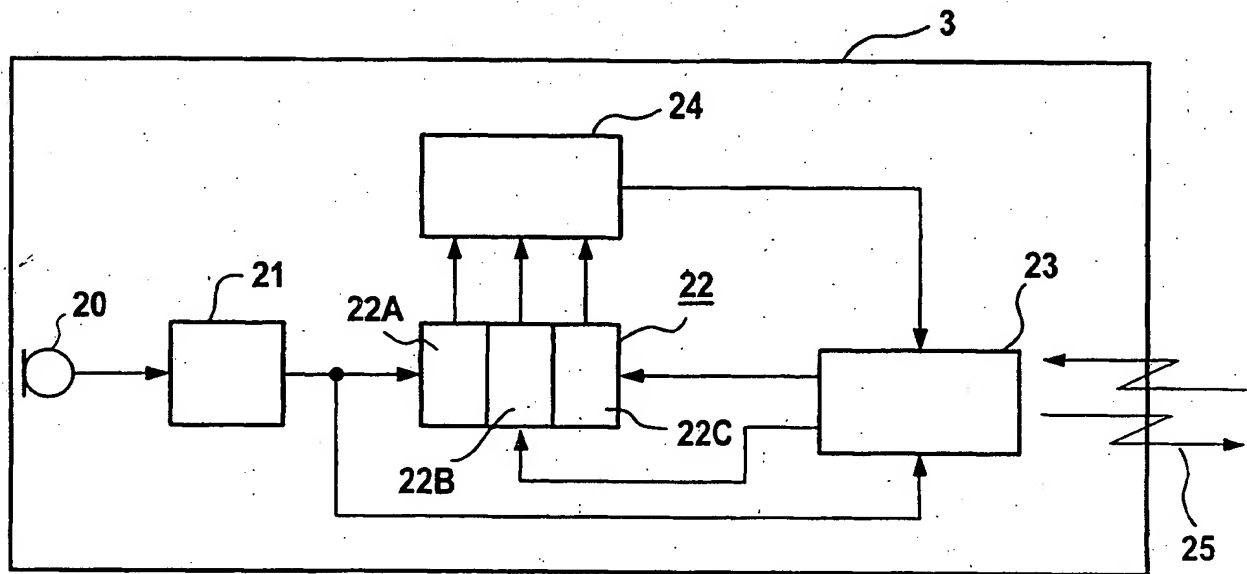


FIG 3